

明細書

超音波診断装置

技術分野

本発明は、振動子が配列された2次元アレイを有し、被検体を3次元的に走査する超音波診断装置に関するものである。

背景技術

従来の超音波診断装置は、図7に示すように、振動子101、102から成るサブアレイ105と、振動子103、104から成るサブアレイ106とが2次元に配列された2次元アレイ107を有する。サブアレイ105を構成する振動子101、102からの受信信号は、それぞれ、增幅部108、109に入力され、增幅部108、109は、非反転出力信号(+)および反転出力信号(−)を出力する。增幅部108からの非反転出力信号(+)および反転出力信号(−)は、クロスポイントスイッチ181を介して、それぞれ可変振幅部110、111に供給され、それらの出力信号が加算されて、+45度位相シフタ114に入力される。

また、增幅部109からの非反転出力信号(+)および反転出力信号(−)は、クロスポイントスイッチ191を介して、それぞれ可変振幅部112、113に供給され、それらの出力信号が加算されて、−45度位相シフタ115に入力される。

+45度位相シフタ114と−45度位相シフタ115の出力信号は加算され、メインピームフォーマ118に入力される。ここで、增幅部108、109と、クロスポイントスイッチ181、191と、可変振

幅部 110、111、112、113 と、+45 度位相シフタ 114 と、-45 度位相シフタ 115 とからサブピームフォーマ 116 が構成される。

また、サブアレイ 106 を構成する振動子 103、104 からの受信信号は、サブピームフォーマ 117 に入力される。サブピームフォーマ 117 の内部構成は、サブピームフォーマ 116 の内部構成と同じである。サブピームフォーマ 116 と 117 からの信号は、メインピームフォーマで遅延加算され、信号処理部 119 で信号処理が施されて画像信号に変換され、表示部 120 に表示される。

上記のサブピームフォーマ構成において、クロスポイントスイッチ 181、191 と可変振幅部 110～113 により受信信号の振幅を制御することで受信信号の位相を制御し、サブアレイ内の振動子からの受信信号の整相を行っている（例えば、米国特許第 6, 013, 032 号明細書（第 8-10 欄、第 6 図、第 7 図、第 9 図）参照）。

しかしながら、従来の超音波診断装置においては、受信信号の位相シフトを行うために、2 チャンネルの ± 45 度 ($\pm \pi/4$) の位相シフタが用いられ、位相を精度良く調整することが困難である、という問題があった。

20 発明の開示

本発明は、従来の問題を解決するためになされたもので、精度良く受信信号を整相することのできる超音波診断装置を提供することを目的とする。

前記の目的を達成するため、本発明に係る第 1 の超音波診断装置は、複数の電気音響変換素子より構成されたサブアレイが複数個少なくとも 2 次元に配列されて成る電気音響変換手段と、サブアレイ単位で設けら

れ、サブアレイ内の電気音響変換素子からの受信信号に対して互いに極性の異なる信号を生成し、サブアレイ内の各電気音響変換素子の互いに極性の異なる信号を振幅制御し加算された第1の信号と振幅制御し加算された第2の信号を得、内部に設けられた遅延手段により、第1の信号と第2の信号との間に、受信信号の1周期の1/4に相当する遅延時間差を与える、遅延時間差が与えられた第1の信号と第2の信号を加算するサブビームフォーマと、サブビームフォーマから出力される信号を遅延加算するメインビームフォーマとを含んで構成される。

この構成により、受信信号を高精度で整相することができる。

10 また、本発明に係る第1の超音波診断装置において、遅延手段は、遅延時間差を受信信号の基本波の1周期の1/4相当、または受信信号の高調波の1周期の1/4相当に切り替え可能である。

この構成により、基本波映像の表示と高調波映像の表示の切り替えが可能となる。

15 さらに、本発明に係る第1の超音波診断装置において、遅延手段は、第1の信号または第2の信号の一方に対し、受信信号の1周期の1/4に相当する遅延時間を与える。

この構成により、受信信号を高精度で整相することができる。

また、前記の目的を達成するため、本発明に係る第2の超音波診断装置は、数の電気音響変換素子より構成されたサブアレイが複数個少なくとも2次元に配列されて成る電気音響変換手段と、サブアレイ単位で設けられ、サブアレイ内の電気音響変換素子からの受信信号に対して互いに極性の異なる信号を生成し、サブアレイ内の各電気音響変換素子の互いに極性の異なる信号を振幅制御し加算された第1の信号と振幅制御し加算された第2の信号を得、内部に設けられた位相シフト手段により、第1の信号または第2の信号の一方に対して所定の位相シフト量を与える。

所定の位相シフト量が与えられた第1の信号または第2の信号を互いに加算するサブビームフォーマと、サブビームフォーマから出力される信号を遅延加算するメインビームフォーマとを含んで構成される。

この構成により、受信信号を高精度で整相することができる。

5 また、本発明に係る第2の超音波診断装置において、位相シフト手段は、45度の位相シフト量を有する位相シフト回路を2段設けて構成され、2段の位相シフト回路はコンデンサーと抵抗を含んで構成される。

この構成により、受信信号を高精度で整相することができる。

また、前記の目的を達成するため、本発明に係る第3の超音波診断装置は、複数の電気音響変換素子より構成されたサブアレイが複数個少なくとも2次元に配列されて成る電気音響変換手段と、サブアレイ単位で設けられ、サブアレイ内の電気音響変換素子からの受信信号に対して互いに極性の異なる信号を生成し、サブアレイ内の各電気音響変換素子の互いに極性の異なる信号を振幅制御し加算された第1の信号と振幅制御し加算された第2の信号を得る並列加算手段と、並列加算手段により加算された第1の信号を遅延加算する第1のメインビームフォーマと、並列加算手段により加算された第2の信号を遅延加算する第2のメインビームフォーマと、第1のメインビームフォーマの出力信号と第2のメインビームフォーマの出力信号との間に、受信信号の1周期の1/4に相当する遅延時間差を与える遅延手段と、遅延手段により遅延時間差が与えられた第1のメインビームフォーマの出力信号と第2のメインビームフォーマの出力信号を加算する加算手段とを含んで構成される。

この構成により、受信信号を高精度で整相することができる。

さらに、前記の目的を達成するため、本発明に係る第4の超音波診断装置は、数の電気音響変換素子より構成されたサブアレイが複数個少なくとも2次元に配列されて成る電気音響変換手段と、サブアレイ単位で

設けられ、サブアレイ内の電気音響変換素子からの受信信号に対して互いに極性の異なる信号を生成し、サブアレイ内の各電気音響変換素子の互いに極性の異なる信号を振幅制御し加算された第1の信号と振幅制御し加算された第2の信号を得る並列加算手段と、並列加算手段により加算された第1の信号を遅延加算する第1のメインビームフォーマと、並列加算手段により加算された第2の信号を遅延加算する第2のメインビームフォーマと、第1のメインビームフォーマの出力信号と第2のメインビームフォーマの出力信号との間に、90度の位相差を与える位相シフト手段と、位相シフト手段により90度の位相差が与えられた第1のメインビームフォーマの出力信号と第2のメインビームフォーマの出力信号を加算する加算手段とを含んで構成される。

この構成により、受信信号を高精度で整相することができる。

本発明によれば、2次元に配列された電気音響変換器からの受信信号を高精度で整相することのできる超音波診断装置を提供できる、という格別な効果を奏する。

図面の簡単な説明

図1Aは、本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置における受信部の一構成例を示すブロック図である。

図1Bは、図1Aの振動子1～4を含む多数の振動子から成る2次元アレイの構成例を示す模式図である。

図2は、本発明の第2の実施の形態に係る超音波診断装置における受信部のサブビームフォーマの内部構成例を示すブロック図である。

図3は、本発明の第3の実施の形態に係る超音波診断装置における受信部のサブビームフォーマの内部構成例を示すブロック図である。

図4は、図3に示す位相シフタの内部構成例を示す詳細なブロック図

である。

図5は、本発明の第4の実施の形態に係る超音波診断装置における受信部の一構成例を示すブロック図である。

図6は、本発明の第4の実施の形態に係る超音波診断装置における受信部の変形例を示すブロック図である。

図7は、従来の超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、本発明の好適な実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

(第1の実施の形態)

図1Aは、本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置における受信部の一構成例を示すブロック図である。

図1Aにおいて、振動子1～4は、電気音響変換素子で構成され、音響エコー信号を受信信号に変換する。振動子1と振動子2とでサブアレイ5が、振動子3と振動子4とでサブアレイ6が、サブアレイ5とサブアレイ6とで2次元アレイ7が構成される。なお、図1Aには、振動子1～4しか例示していないが、実際には、図1Bに示すように、多数の振動子が2次元に配列される。

增幅部8、9はそれぞれ振動子1、2からの受信信号の非反転出力信号(+)、反転出力信号(−)を出力する。可変振幅部10、11は、クロスポイントスイッチ81を介して増幅部8に、可変振幅部12、13は、クロスポイントスイッチ91を介して増幅部9に接続される。可変振幅部10、12の出力信号は加算され、この加算された信号(第1の信号)は固定遅延部14に供給される。また、可変振幅部11、13の出力信号は加算され、この加算された信号(第2の信号)は、加算部1

5において固定遅延部14の出力信号と加算される。増幅部8、9と、クロスポイントスイッチ81、91と、可変振幅部10、11、12、13と、固定遅延部14と、加算部15とからサブビームフォーマ16が構成される。

5 また、振動子3、4からの受信信号は、サブビームフォーマ17に入力される。サブビームフォーマ17の内部構成は、サブビームフォーマ16の内部構成と同じである。

サブビームフォーマ16、17の出力信号はメインビームフォーマ18において遅延加算される。メインビームフォーマ18の出力信号は信号処理部19において画像信号として信号処理される。信号処理部19からの画像信号は表示部20に表示される。

次に、以上のように構成された超音波診断装置の動作について説明する。

まず、振動子1は、受信信号 $a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ を発生する。ここで、tは時間、a(t)は受信信号の包絡線、f1は受信信号の中心周波数である。増幅器8は、非反転出力信号 $a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ 、反転出力信号 $-a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ を出力する。クロスポイントスイッチ81における非反転出力と反転出力の接続状態により、可変振幅部10は、係数w(0)を非反転出力信号、あるいは反転出力信号に乘じ、 $\pm w(0) \cdot a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ を出力する。また、クロスポイントスイッチ81における非反転出力と反転出力の接続状態により、可変振幅部11は、係数w(1)を非反転出力信号、あるいは反転出力信号に乘じ、 $X_1(t) = \pm w(1) \cdot a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ を出力する。固定遅延部14は、受信信号の1周期 $T_1 = 1/f_1$ の $1/4$ の遅延時間 $\Delta T = T_1/4$ の遅延時間を可変振幅部10の出力信号に与え、クロスポイントスイッチ8

1 の接続状態により次式に示す出力信号 $X_0(t)$ を生成する。

$$X_0(t) = \pm w(0) \cdot a(t - \Delta T) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot (t - \Delta T)) \quad \dots (1)$$

5 なお、固定遅延部 1 4 としては、クロックにより遅延時間が高精度に可変制御できる電荷結合素子やサンプルホールド回路のような部品が望ましい。 $2\pi \cdot f_1 \cdot \Delta T = \pi/2$ であり、 $a(t - \Delta T) \doteq a(t)$ と近似すれば、(1) 式は、

$$X_0(t) = \pm w(0) \cdot a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t - \pi/2) \quad \dots (2)$$

10 と表せる。固定遅延部 1 4 の出力信号 $X_0(t)$ は、可変振幅部 1 1 の出力信号 $X_1(t)$ と加算部 1 5 において加算され、サブビームフォーマ出力信号 $Z_0(t)$ となる。このサブビームフォーマ出力信号は、例えば $w(0) = 0$ 、 $w(1) = 1$ であり、かつ可変振幅部 1 1 に増幅部 15 8 の非反転出力が接続される場合、

$$Z_0(t) \doteq a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t) \quad \dots (3)$$

となる。

20 また、 $w(0) = 0.71$ 、 $w(1) = 0.71$ であり、かつ可変振幅部 1 0 に増幅部 8 の非反転出力が接続され、可変振幅部 1 1 に増幅部 8 の非反転出力が接続される場合、

$$Z_0(t) \doteq a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t - \pi/4) \quad \dots (4)$$

となる。

また、 $w(0) = 1$ 、 $w(1) = 0$ であり、かつ可変振幅部 1 0 に増幅部 8 の非反転出力が接続される場合、

$$25 Z_0(t) \doteq a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t - \pi/2) \quad \dots (5)$$

となる。

また、 $w(0) = 0.71$ 、 $w(1) = 0.71$ であり、かつ可変振幅部 10 に増幅部 8 の非反転出力が接続され、可変振幅部 11 に増幅部 8 の反転出力が接続される場合、

$$Z_0(t) = a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t - 3\pi/4) \quad \dots (6)$$

5 となる。

また、 $w(0) = 0$ 、 $w(1) = 1$ であり、かつ可変振幅部 11 に増幅部 8 の反転出力が接続される場合、

$$Z_0(t) = a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t - \pi) \quad \dots (7)$$

となる。

10 また、 $w(0) = 0.71$ 、 $w(1) = 0.71$ であり、かつ可変振幅部 10 に増幅部 8 の反転出力が接続され、可変振幅部 11 に増幅部 8 の反転出力が接続される場合、

$$Z_0(t) = a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t - 5\pi/4) \quad \dots (8)$$

となる。

15 また、 $w(0) = 1$ 、 $w(1) = 0$ であり、かつ可変振幅部 10 に増幅部 8 の反転出力が接続される場合、

$$Z_0(t) = a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t - 3\pi/2) \quad \dots (9)$$

となる。

20 また、 $w(0) = 0.71$ 、 $w(1) = 0.71$ であり、かつ可変振幅部 10 に増幅部 8 の反転出力が接続され、可変振幅部 11 に増幅部 8 の非反転出力が接続される場合、

$$Z_0(t) = a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t - 7\pi/4) \quad \dots (10)$$

となる。

25 このようにして、振動子 1 の受信信号 $a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ の位相 ϕ_a を制御できる。

次に、振動子 2 の受信信号 $b(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ に対し、可変振幅部 1 2 が係数 $w(2)$ 、可変振幅部 1 3 が係数 $w(3)$ を発生し、振動子 1 の受信信号も考慮した場合、加算部 1 5 の出力信号は、

$$Z_0(t) = a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t + \phi_a)$$

5 $+ b(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t + \phi_b) \dots \quad (11)$

となり、振動子 2 の受信信号 $b(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ の位相 ϕ_b も制御でき、サブアレイ 5 の振動子 1、2 の受信信号がサブビームフォーマ 1 6 において整相加算できる。なお、(11) 式には、位相の制御による整相加算を示したが、実際には固定遅延部 1 4 による受信信号 10 の遅延があるため、より優れた整相加算が行われる。

同様にして、サブアレイ 6 の振動子 3、4 の受信信号がサブビームフォーマ 1 7 において整相加算できる。サブビームフォーマ 1 6 とサブビームフォーマ 1 7 の出力信号はメインビームフォーマ 1 8 において遅延加算される。このようにして、2 次元アレイ 7 の振動子 1～4 の受信信号 15 がビームフォームされる。

以上のように、本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置によれば、增幅部 8、9 と、クロスポイントスイッチ 8 1、9 1 と、可変振幅部 1 0～1 3 と、固定遅延部 1 4 と、加算部 1 5 とから構成されるサブビームフォーマ 1 6 を設けることにより、高精度に受信信号を整相加算する 20 ことができる。

(第 2 の実施の形態)

図 2 は、本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波診断装置における受信部のサブビームフォーマの内部構成例を示すブロック図である。なお、本実施の形態は、第 1 の実施の形態の説明で参照した図 1 に示すサブビームフォーマ 1 6 を、図 2 に示すサブビームフォーマ 2 6 で置き換えたものである。その他の構成は、第 1 の実施の形態と同様である。

図2において、増幅部8、9はそれぞれ受信信号の非反転出力信号(+)、反転出力信号(−)を出力する。可変振幅部10、11はクロスポイントスイッチ81を介して増幅部8に、可変振幅部12、13はクロスポイントスイッチ91を介して増幅部9に接続される。可変振幅部10、
5 12の出力信号は加算され、この加算された信号(第1の信号)は可変遅延部24に供給される。可変振幅部11、13の出力信号は加算され、この加算された信号(第2の信号)は加算部15において可変遅延部24の出力信号と加算される。増幅部8、9と、クロスポイントスイッチ81、91と、可変振幅部10、11、12、13と、可変遅延部24
10 と、加算部15とからサブビームフォーマ26が構成される。

次に、以上のように構成された超音波診断装置の動作について説明する。

まず、基本波映像モードにおいて、受信信号の周波数は f_1 であり、可変遅延部24は、受信信号の1周期 $T_1 = 1/f_1$ の $1/4$ の遅延時間 $\Delta T = T_1/4$ を可変振幅部10、12からの信号を加算した信号に与え、加算部15において、振動子1、2の受信信号の整相加算を、第1の実施の形態で説明した式(1)～(11)に従って行う。

次に、高調波映像モードにおいて、受信信号の周波数は f_2 であり、可変遅延部24は、受信信号の1周期 $T_2 = 1/f_2$ の $1/4$ の遅延時間 $\Delta T = T_2/4$ を可変振幅部10、12からの信号を加算した信号に与え、加算部15において、振動子1、2の受信信号の整相加算を、第1の実施の形態で説明した式(1)～(11)に従って行う。

以上のように、本発明の第2の実施の形態の超音波診断装置によれば、可変遅延部24を設けることにより、受信信号の中心周波数に応じて遅延時間を可変にでき、基本波映像と高調波映像をそれぞれ表示することができる。

(第3の実施の形態)

図3は、本発明の第3の実施の形態に係る超音波診断装置における受信部のサブビームフォーマの内部構成例を示すブロック図である。なお、本実施の形態は、第1の実施の形態の説明で参照した図1に示すサブビームフォーマ16を、図3に示すサブビームフォーマ36で置き換えたものである。その他の構成は、第1の実施の形態と同様である。

図3において、増幅部8、9はそれぞれ受信信号の非反転出力信号(+)、反転出力信号(-)を出力する。可変振幅部10、11は、クロスポイントスイッチ81を介して増幅部8に、可変振幅部12、13は、クロスポイントスイッチ91を介して増幅部9に接続される。可変振幅部10、12の出力信号は加算されて、この加算された信号(第1の信号)は位相シフタ34に供給される。また、可変振幅部11、13の出力信号は加算され、この加算された信号(第2の信号)が、加算部15において位相シフタ34の出力信号と加算される。増幅部8、9と、クロスポイントスイッチ81、91と、可変振幅部10、11、12、13と、位相シフタ34と、加算部15とからサブビームフォーマ36が構成される。

次に、以上のように構成された超音波診断装置の動作について説明する。

20 振動子1、2の受信信号の周波数は f_1 であり、位相シフタ34は、受信信号の位相が90度($\pi/2$)シフトするように、可変振幅部10、12の出力信号に位相シフトを与え、加算部15において、振動子1、2の受信信号の整相加算を、第1の実施の形態で説明した式(2)～(11)に従って行う。

25 図4は、位相シフタ34の内部構成例を示す詳細なブロック図である。図4において、位相シフタ34は、45度の位相シフト量を有する位

相シフト回路を2段設けて構成される。可変振幅部10、12の出力信号は、増幅部41により増幅され、コンデンサー42と抵抗器43から成る1段目の位相シフト回路で位相が-45度シフトされる。この1段目の位相シフト回路を介した信号は、増幅部44により増幅され、コンデンサー45と抵抗器46から成る2段目の位相シフト回路で位相が-45度シフトされ、増幅部47により増幅されて加算部15に出力される。従って、増幅部47の出力信号は、増幅部41の出力信号に対して、位相が-90度シフトされる。

以上のように、本発明の第3の実施の形態の超音波診断装置によれば、位相シフタ34を各サブビームフォーマに一つ設けることにより、高精度で受信信号を整相加算することが出来る。さらに、インダクターを用いずに90度の位相差を実現しているため、小型化やノイズの点で有利である。

(第4の実施形態)

図5は、本発明の第4の実施の形態に係る超音波診断装置における受信部の一構成例を示すブロック図である。

図5において、振動子1～4は、電気音響変換素子で構成され、音響エコー信号を受信信号に変換する。振動子1と2とでサブアレイ5が、振動子3と4とでサブアレイ6が、サブアレイ5とサブアレイ6とで2次元アレイ7が構成される。増幅部8、9は、それぞれ、受信信号の非反転出力信号(+)、反転出力信号(-)を出力する。可変振幅部10、11は、クロスポイントスイッチ81を介して増幅部8に、可変振幅部12、13は、クロスポイントスイッチ91を介して増幅部9に接続される。可変振幅部10、12の出力信号は加算され加算出力信号 $Y_0(t)$ (第1の信号)となる。可変振幅部11、13の出力信号は加算され加算出力信号 $Y_1(t)$ (第2の信号)となる。増幅部8、9と、クロスボ

イントスイッチ 81、91 と、可変振幅部 10、11、12、13 とか
ら並列加算部 27 が構成される。

また、振動子 3、4 からの受信信号は、並列加算部 28 に入力される。

並列加算部 28 の内部構成は、並列加算部 27 の内部構成と同じである。

並列加算部 27 と 28 の非反転加算出力信号は、第 1 のメインビーム
フォーマ 51 において遅延加算される。並列加算部 27 と 28 の反転加
算出力信号は、第 2 のメインビームフォーマ 53 において遅延加算され
る。第 1 のメインビームフォーマ 51 の出力信号は、遅延部 52 におい
て遅延される。遅延部 52 と第 2 のメインビームフォーマ 53 の出力信
号は加算部 54 において加算され、加算部 54 の出力信号は信号処理部
55 において画像信号として信号処理される。信号処理部 55 からの画
像信号は表示部 56 に表示される。

次に、以上のように構成された超音波診断装置の動作について説明す
る。

まず、振動子 1 は、受信信号 $a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ を発
生する。ここで、t は時間、a(t) は受信信号の包絡線、f1 は受信
信号の中心周波数である。增幅器 8 は、非反転出力信号 $a(t) \cos$
 $(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ および反転出力信号 $-a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ を出力する。クロスポイントスイッチ 81 の状態により、可変振幅
部 10 は、係数 w(0) を非反転出力信号、あるいは反転出力信号に乗
じ、 $Y_0(t) = \pm w(0) \cdot a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ を出力する。クロスポイントスイッチ 91 の状態により、可変振幅部 11 は、
係数 w(1) を非反転出力信号、あるいは反転出力信号に乗じ、 $Y_1(t) = \pm w(1) \cdot a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ を出力する。

可変振幅部 10 の加算された出力信号および可変振幅部 11 の加算さ
れた出力信号は、それぞれ、第 1 のメインビームフォーマ 51 および第

2のメインビームフォーマ53において同一の遅延時間 δ が与えられるので、第1のメインビームフォーマ51、第2のメインビームフォーマ53において、各出力 $Y_0(t)$ 、 $Y_1(t)$ の位相関係は変わらない。

遅延部52において、受信信号の1周期 $T_1 = 1/f_1$ の $1/4$ の遅延時間 $\Delta T = T_1/4$ が第1のメインビームフォーマ51の出力信号に与えられるので、出力信号 $Y_0(t)$ は $Y_1(t)$ に比ベーπ/2だけ位相シフトする。このような位相関係を有する遅延部52の出力信号と、第2のメインビームフォーマ53の出力信号を加算部54において加算すると、第1の実施の形態で説明した式(3)～(11)に示すように、
10 サブアレイ5の振動子1、2の受信信号を整相加算することができる。同様にして、サブアレイ6の振動子3、4の受信信号も整相加算することができる。このようにして、2次元アレイ7の振動子1～4の受信信号がビームフォームされる。

なお、以上の説明では、第1のメインビームフォーマ51の出力信号に対して遅延部52を設ける例について説明したが、図6に示すように、第1のメインビームフォーマ51の出力信号に対して位相シフタ62を設けても、同様に実施可能である。

以上のように、本発明の第4の実施の形態の超音波診断装置によれば、並列加算部27、28と、第1のメインビームフォーマ51と、第2のメインビームフォーマ53と、遅延部52を設けることにより、より高精度で受信信号を整相加算することが出来る。

産業上の利用可能性

本発明に係る超音波診断装置は、2次元に配列された電気音響変換器からの受信信号を高精度で整相できるという利点を有し、2次元アレイを有し、被検体を3次元的に走査する超音波診断装置等として有用であ

り、医療等の用途に適用できる。

請求の範囲

1. 複数の電気音響変換素子より構成されたサブアレイが複数個少なくとも2次元に配列されて成る電気音響変換手段と、
5 前記サブアレイ単位で設けられ、前記サブアレイ内の電気音響変換素子からの受信信号に対して互いに極性の異なる信号を生成し、前記サブアレイ内の各電気音響変換素子の互いに極性の異なる信号を振幅制御し加算された第1の信号と振幅制御し加算された第2の信号を得、内部に設けられた遅延手段により、第1の信号と第2の信号との間に、受信信号の1周期の1/4に相当する遅延時間差を与え、遅延時間差が与えられた第1の信号と第2の信号を加算するサブピームフォーマと、
10 前記サブピームフォーマから出力される信号を遅延加算するメインピームフォーマとを備えた超音波診断装置。
2. 前記遅延手段は、前記遅延時間差を受信信号の基本波の1周期の1/4相当、または受信信号の高調波の1周期の1/4相当に切り替え可能である請求項1記載の超音波診断装置。
15
3. 前記遅延手段は、前記第1の信号または前記第2の信号の一方に対し、受信信号の1周期の1/4に相当する遅延時間を与える請求項1記載の超音波診断装置。
20
4. 複数の電気音響変換素子より構成されたサブアレイが複数個少なくとも2次元に配列されて成る電気音響変換手段と、
25 前記サブアレイ単位で設けられ、前記サブアレイ内の電気音響変換素子からの受信信号に対して互いに極性の異なる信号を生成し、前記サブアレイ内の各電気音響変換素子の互いに極性の異なる信号を振幅制御し加算された第1の信号と振幅制御し加算された第2の信号を得、内部に設けられた位相シフト手段により、第1の信号または第2の信号の一方

に対して所定の位相シフト量を与え、前記所定の位相シフト量が与えられた第1の信号または第2の信号を互いに加算するサブビームフォーマと、

前記サブビームフォーマから出力される信号を遅延加算するメインビームフォーマとを備えた超音波診断装置。

5. 前記位相シフト手段は、45度の位相シフト量を有する位相シフト回路を2段設けて構成され、前記2段の位相シフト回路はコンデンサーと抵抗を含んで構成される請求項4記載の超音波診断装置。

6. 複数の電気音響変換素子より構成されたサブアレイが複数個少
10なくとも2次元に配列されて成る電気音響変換手段と、

前記サブアレイ単位で設けられ、前記サブアレイ内の電気音響変換素子からの受信信号に対して互いに極性の異なる信号を生成し、前記サブアレイ内の各電気音響変換素子の互いに極性の異なる信号を振幅制御し加算された第1の信号と振幅制御し加算された第2の信号を得る並列加算手段と、

前記並列加算手段により加算された第1の信号を遅延加算する第1のメインビームフォーマと、

前記並列加算手段により加算された第2の信号を遅延加算する第2のメインビームフォーマと、

20 前記第1のメインビームフォーマの出力信号と前記第2のメインビームフォーマの出力信号との間に、受信信号の1周期の1/4に相当する遅延時間差を与える遅延手段と、

前記遅延手段により遅延時間差が与えられた前記第1のメインビームフォーマの出力信号と前記第2のメインビームフォーマの出力信号を加算する加算手段とを備えた超音波診断装置。

7. 複数の電気音響変換素子より構成されたサブアレイが複数個少

なくとも 2 次元に配列されて成る電気音響変換手段と、

前記サブアレイ単位で設けられ、前記サブアレイ内の電気音響変換素子からの受信信号に対して互いに極性の異なる信号を生成し、前記サブアレイ内の各電気音響変換素子の互いに極性の異なる信号を振幅制御し
5 加算された第 1 の信号と振幅制御し加算された第 2 の信号を得る並列加算手段と、

前記並列加算手段により加算された第 1 の信号を遅延加算する第 1 のメインビームフォーマと、

前記並列加算手段により加算された第 2 の信号を遅延加算する第 2 の
10 メインビームフォーマと、

前記第 1 のメインビームフォーマの出力信号と前記第 2 のメインビームフォーマの出力信号との間に、90 度の位相差を与える位相シフト手段と、

前記位相シフト手段により 90 度の位相差が与えられた前記第 1 のメ
15 インビームフォーマの出力信号と前記第 2 のメインビームフォーマの出力信号を加算する加算手段とを備えた超音波診断装置。

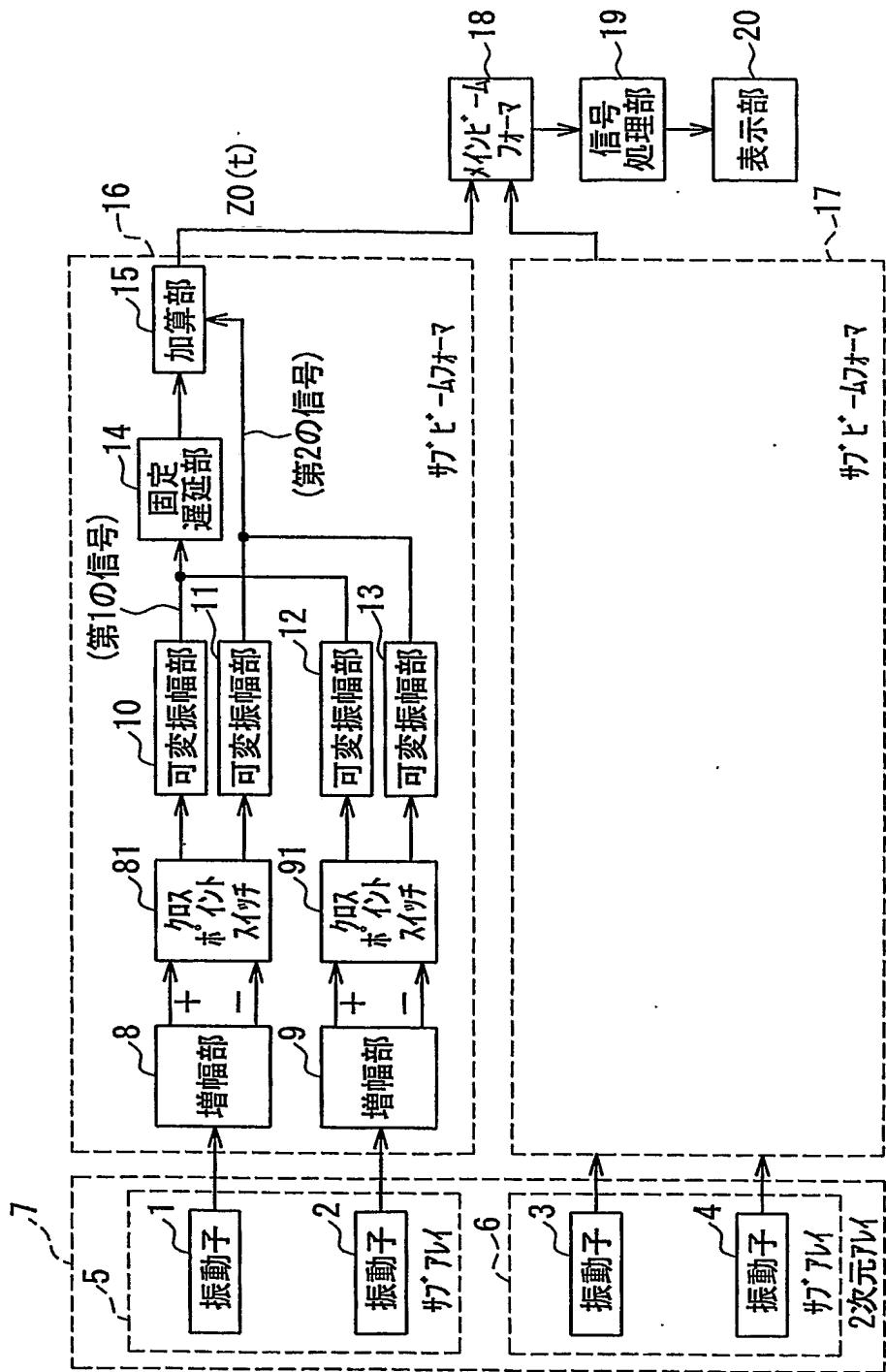


FIG. 1A

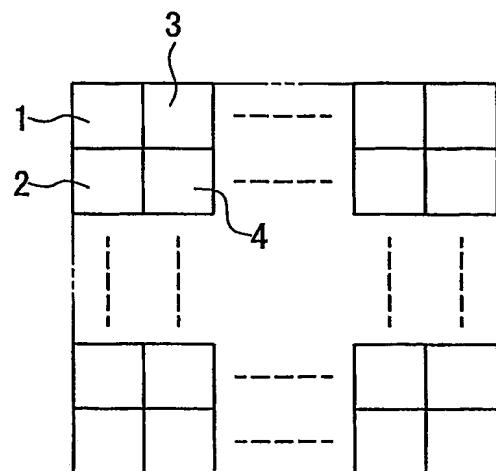


FIG. 1B

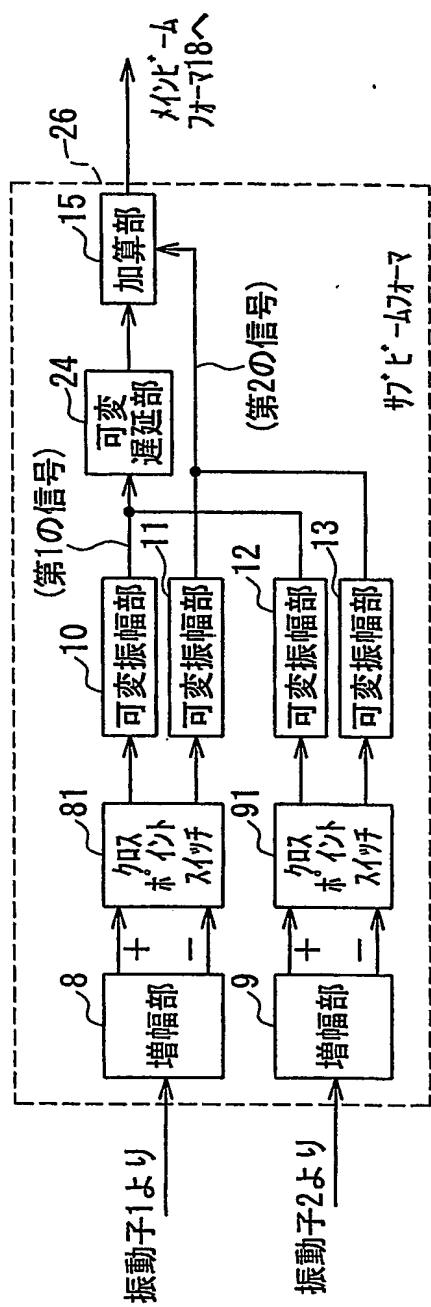


FIG. 2

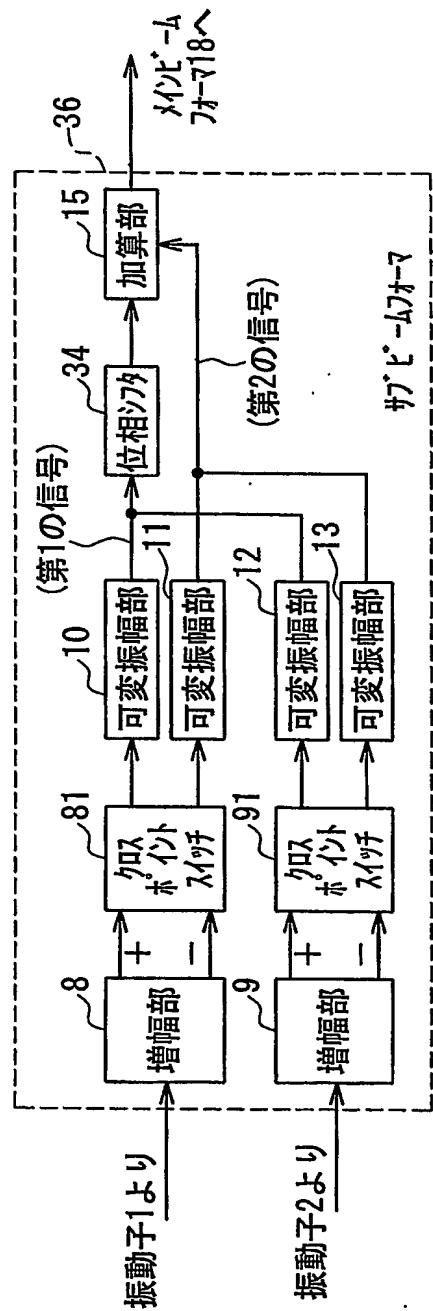


FIG. 3

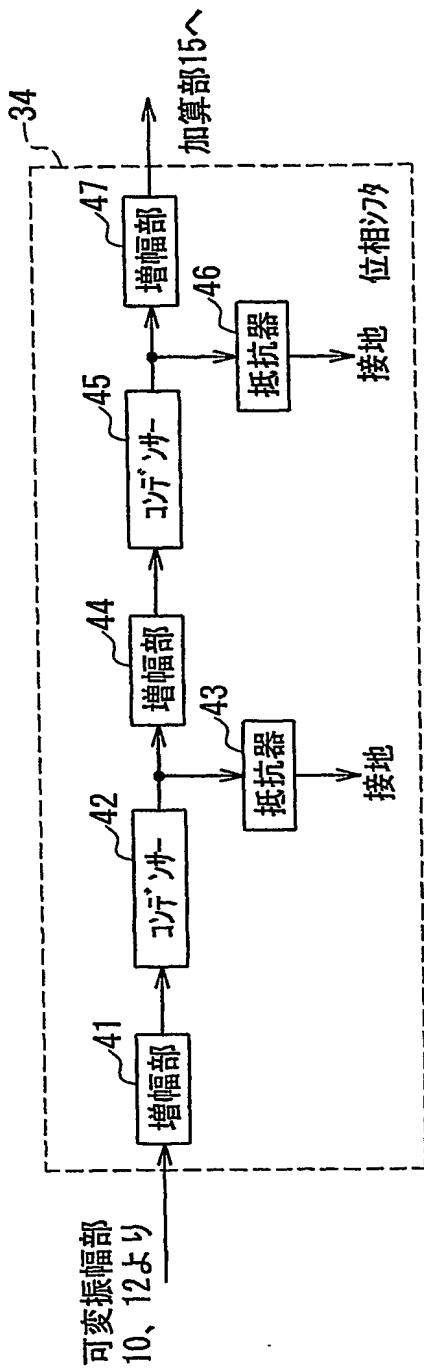


FIG. 4

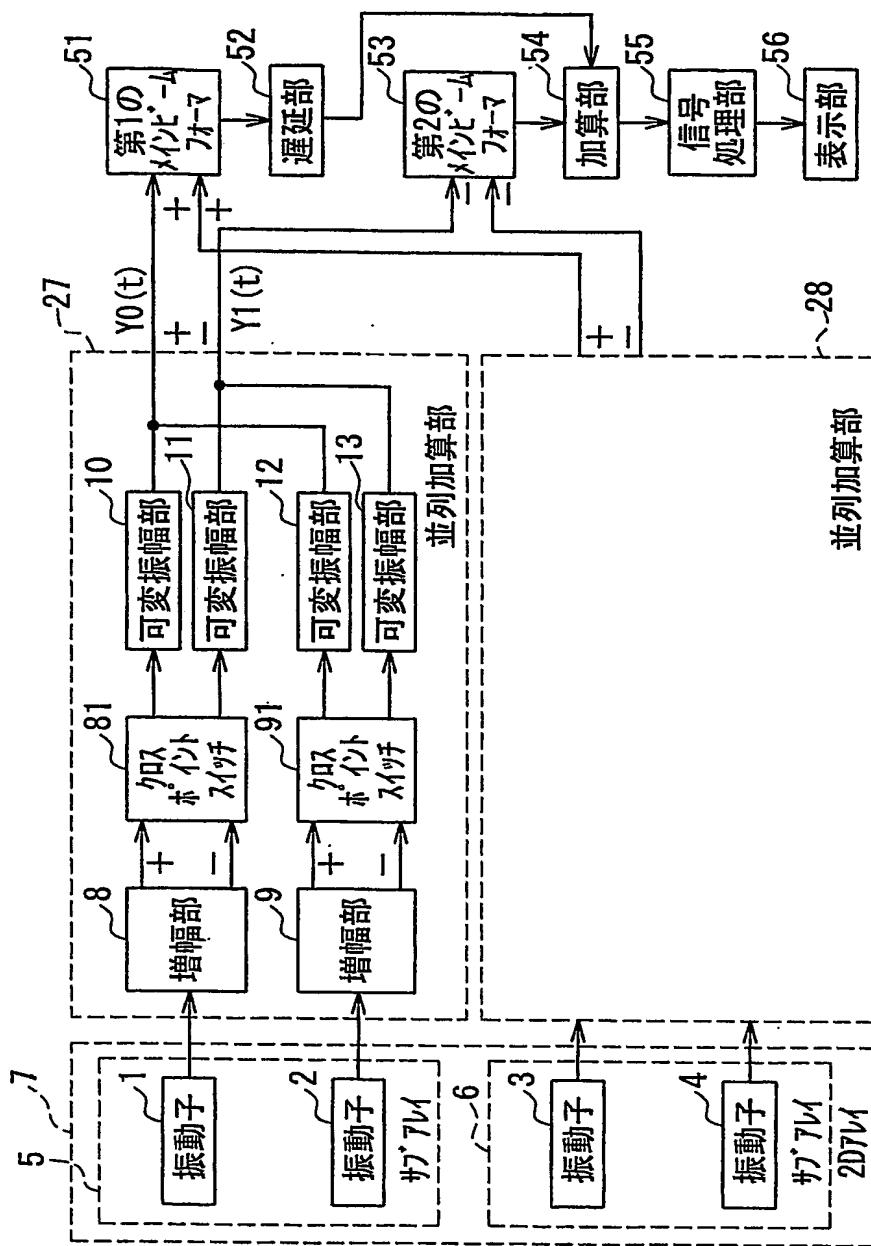


FIG. 5

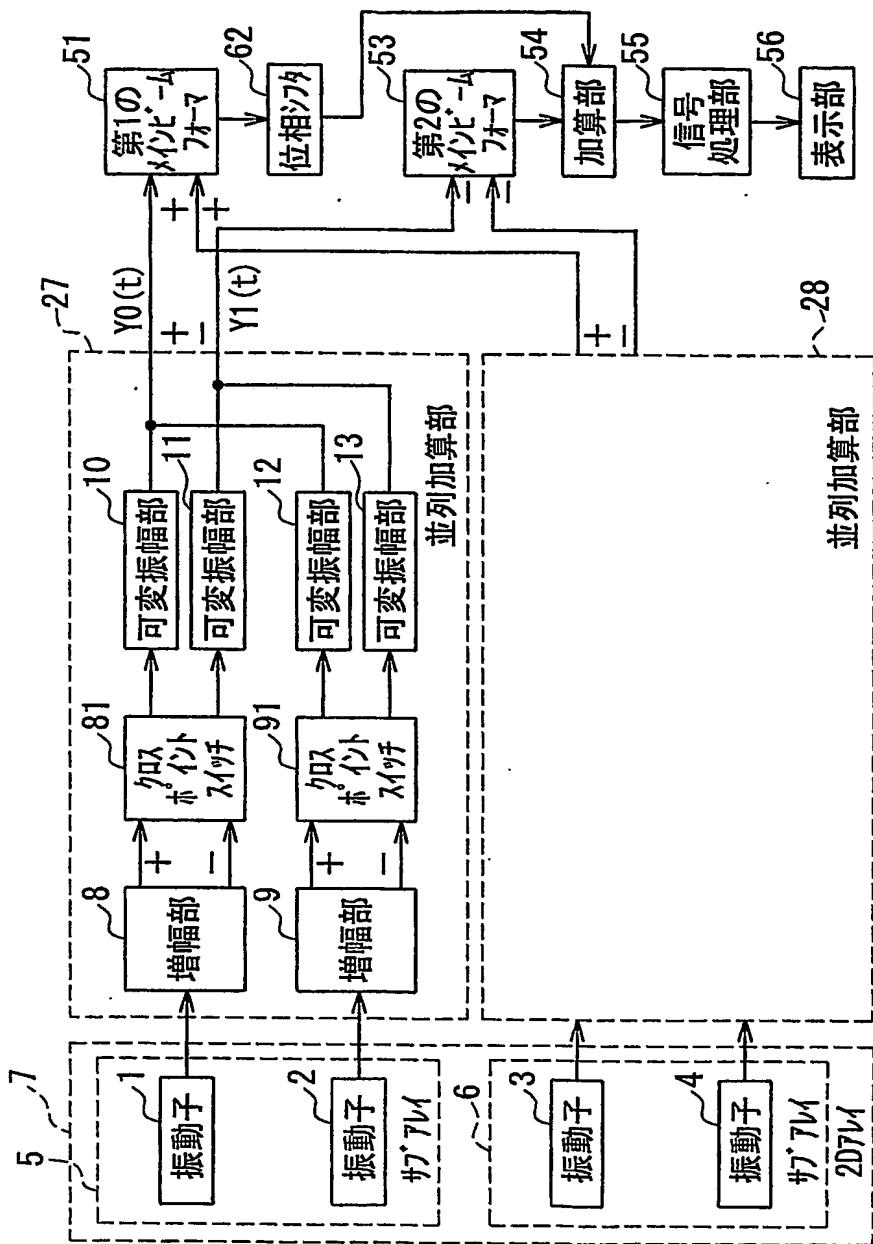


FIG. 6

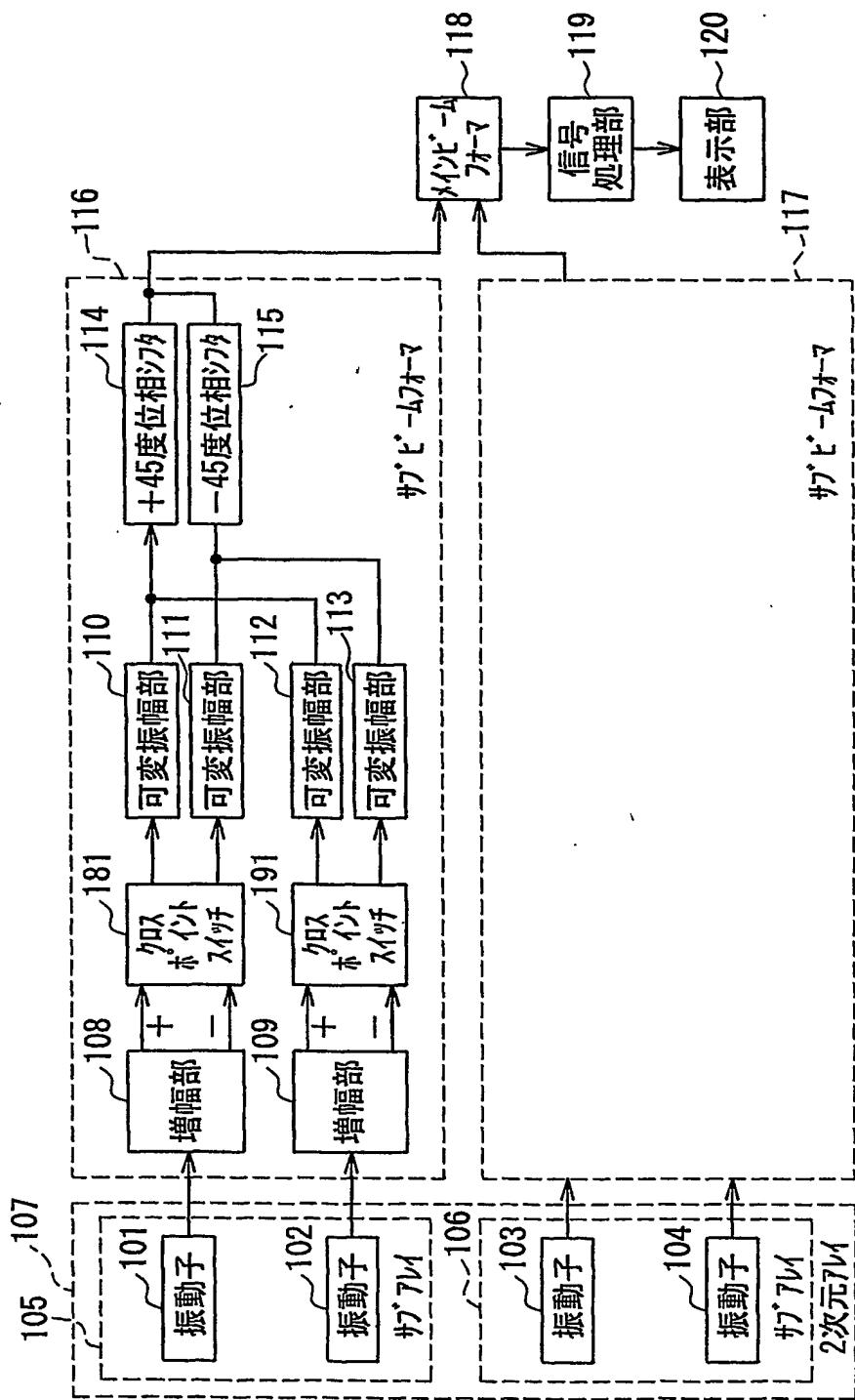


FIG. 7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/002986

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ A61B8/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl⁷ A61B8/00-8/15

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	US 6013032 A (Bernard J. Savord), 11 January, 2000 (11.01.00), Particularly, columns 7 to 9; Figs. 5, 6 (Family: none)	1, 3-7 2
A	JP 63-192425 A (Fujitsu Ltd.), 09 August, 1988 (09.08.88), Full text; all drawings (Family: none)	1-7
A	JP 63-153054 A (Fujitsu Ltd.), 25 June, 1988 (25.06.88), Full text; all drawings (Family: none)	1-7

 Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
 "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
13 April, 2004 (13.04.04)Date of mailing of the international search report
27 April, 2004 (27.04.04)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. C17 A61B8/00

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. C17 A61B8/00-8/15

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2004年
日本国登録実用新案公報	1994-2004年
日本国実用新案登録公報	1996-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	U S 6 0 1 3 0 3 2 A (Bernard J Savord)	1, 3-7
A	2 0 0 0. 0 1. 1 1 特に、第7-9カラム、第5, 6図 (ファミリーなし)	2
A	J P 6 3 - 1 9 2 4 2 5 A (富士通株式会社) 1 9 8 8. 0 8. 0 9 全文、全図 (ファミリーなし)	1-7
A	J P 6 3 - 1 5 3 0 5 4 A (富士通株式会社) 1 9 8 8. 0 6. 2 5 全文、全図 (ファミリーなし)	1-7

 C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

13. 04. 2004

国際調査報告の発送日

27. 4. 2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

後藤 順也

2W 3101

電話番号 03-3581-1101 内線 3290